

学術論文

圧電アクチュエータを用いた進行波型バルブレスマイクロポンプの開発

Development of Valveless Micropump Piezoelectrically Driven by Traveling Wave

鈴木 孝明^{*1} (正員), 秦 秀敏^{*2}, 新宅 博文^{*2}, 神野 伊策^{*1}, 小寺 秀俊^{*1}

Takaaki SUZUKI (Mem.), Hidetoshi HATA, Hirofumi SHINTAKU, Isaku KANNO, Hidetoshi KOTERA

Micropumps are one of the most important microfluidic components in Micro Total Analysis System (μ TAS). We have developed a valveless micropump driven by traveling wave, and obtained high energy efficiency. In this paper, the valveless micropump was fabricated by the microfabrication technique to verify the validity of the pumping principle. The micropump was composed of flexible walls of a microchannel with piezoelectric bimorph cantilevers. Traveling wave was induced on the surface of the microchannel by applying sinusoidal voltages to each piezoelectric cantilever with the different phase, and the peristaltic motion of the channel wall transports the fluid. The fluid flow of the proposed micropump was measured using Micro Particle Image Velocimetry (MicroPIV). The traveling wave micropump driven by the piezoelectric actuators is a simple structure without valves and a low cost disposable device.

Keywords: μ TAS, micropump, traveling wave, piezoelectric actuator, MicroPIV, disposable device.

1 緒言

化学分析を微小なチップ上で統括的に行うシステムは、 μ TAS (Micro Total Analysis Systems) と呼ばれ、マイクロポンプ・マイクロバルブ・マイクロチャネル・マイクロミキサ・マイクロセンサ等からなるマイクロ流体システムを集積化し、微量・短時間の分析が可能なシステムを構築する研究が進められている。

このようなマイクロ流体システムの重要な要素として、流体輸送を行うマイクロポンプの研究が盛んに行われている[1]。従来のポンプの多くは、圧電や静電のアクチュエータによりダイアフラムを駆動し、容量変化により発生する比較的大きな圧力を機械的なバルブで制御して流体を輸送するシステムである[2, 3]。このようなポンプは、複雑な機構であり、チップへの実装には大きな空間を占有する。さらに、圧力差により流体を輸送するため、流路断面積が小さく壁面での抵抗が増加するマイクロ流体システムでは、その吐出部において非常に高い圧力が必要となり効率が悪い。

このようなダイアフラム型ポンプの欠点を補う構造として、ぜん動運動を利用したマイクロポンプが提案されている。Smits ら[4]や近藤ら[5]のマイクロポンプは、流路を順に絞り閉じることによって流体を搬送するため、比較的高い流量が得られる。また、Moroney

連絡先：鈴木 孝明, 〒606-8501 京都市左京区吉田本町, 京都大学工学研究科マイクロエンジニアリング専攻,

e-mail: takaaki@mech.kyoto-u.ac.jp

*1 京都大学, *2 京都大学大学院

ら[6]やKurosawa ら[7]のポンプは、弾性表面波を利用して流路壁面に微小な振動を励起して流体を搬送するため、小さな力で流体を輸送できる。

著者らは、これら両方の特徴を有するマイクロポンプとして、PZT バイモルフカンチレバーとシリコンゴム製の微小流路からなる進行波型マイクロポンプを提案し、等間隔に配置した PZT カンチレバーにより流路壁面に進行波を励起し、流体輸送を制御できることを確認するとともに、高いエネルギー効率が得られることを確認している[8]。

本研究では、提案する PZT カンチレバーを用いた進行波型バルブレスマイクロポンプをソフトマイクロマニピュレーション技術を用いて作製する。また、MicroPIV (マイクロ粒子画像流速測定法) システムを用いて、作製したマイクロポンプにより発生する流体挙動の観察を行い、提案する進行波型マイクロポンプの妥当性を検証する。

2 流体輸送の原理

進行波による流体輸送機構は、ぜん動運動として古くから知られている現象である。流路壁面が進行波状に微小振動を行うと、流体粒子が橈円に近い軌道を描く。流体が持つ粘性の影響により、この軌道は完全に閉じた橈円にはならず、流路壁面振動の 1 周期後、流体粒子は初期位置から少しずれた位置に移動する。この運動を繰り返すことにより流体が輸送される。

2.1 進行波励起による流体の輸送

Yin ら[9]は、擾動法を用いて2次元のぜん動ポンプの理論的検討を行っている。Fig. 1に示すような2次元微小流路について壁面上部に次式のような波形の進行波を励起する場合について考える。

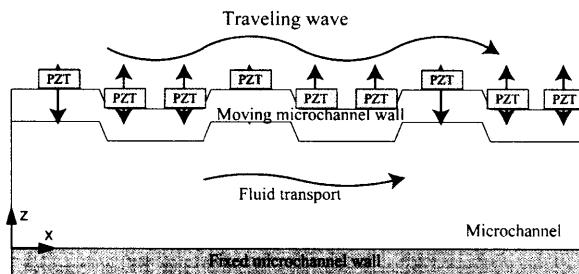


Fig. 1 Principle of fluid transport.

$$\eta = a \cos \frac{2\pi}{\lambda} (x - ct) \quad (1)$$

ここで、 a は進行波の振幅、 λ は進行波の波長、 c は進行波の速度である。このとき、 x 方向の時間平均流速 \bar{u} は、

$$\bar{u} = \frac{1}{2} a^2 \Psi(z) \quad (2)$$

となる。ここで、 $\Psi(z)$ は流路高さ方向の関数である。式(2)より、流路壁面に進行波を励起した場合の x 方向流速の時間平均値は、進行波の振幅の2乗に比例することが分かる。

2.2 マイクロポンプの構造

提案するマイクロポンプは、Fig. 2 に示すように、上部の圧電アクチュエータと下部の微小流路からなる。圧電アクチュエータは、バルク PZT 素子を組み合わせたバイモルフ型カンチレバーとなっており、他の駆動方式と比較して低電圧での駆動が可能である。また、微小流路の材料は、シリコンゴムの一種である PDMS (Polydimethylsiloxane) を使用しており、サブミクロンの精度で型の形状を転写、無色透明であるため流路内の観察が容易などの特長がある。PDMS は柔軟性が高く、破断にいたるまでのひずみが大きいため、壁面に進行波を励起する本システムに有用である。Fig. 3 の流路断面図に示すように流路上壁には突起があり、この突起を通じて圧電アクチュエータの振動を流路上壁に伝達するシステムになっている。圧電アクチュエータは、流路上面に $200\mu\text{m}$ 間隔で 9 本並んでおり、一端固定のカンチレバー状に設置されている。Fig. 4 に示すように等間隔で並べられた PZT カンチレバーに

位相の異なる電圧を印加すると流路壁面に進行波状の振動が誘起され、進行波の進行方向に流体を輸送することができる。流路上壁の突起は、PZT カンチレバーの寸法に合わせて区切られており、隣接する PZT カンチレバー間でのクロストークの発生を抑え、流路壁面に最適な進行波を励起する構造となっている。

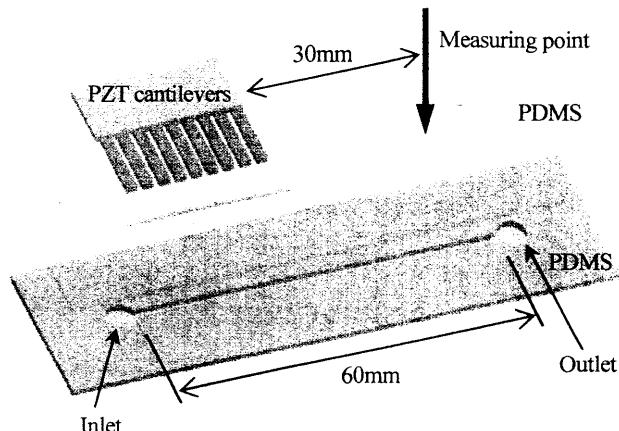


Fig. 2 Exploded view of fabricated micropump.

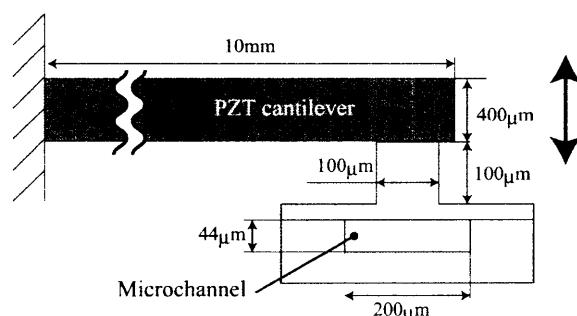


Fig. 3 Cross-sectional view of micropump.

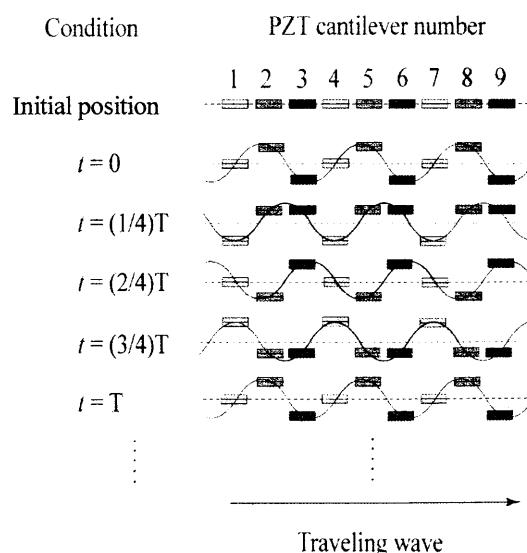


Fig. 4 Actuation phases of PZT bimorph cantilevers.

3 進行波型マイクロポンプの製作プロセス

3.1 マイクロポンプ用微小流路の製作プロセス

提案する進行波型マイクロポンプに使用する微小流路は、突起の付いた上壁を構成する蓋層と、側壁と底面を構成する溝層の2層からなる。各層は、突起および溝部の反転型にPDMSを流し固めることで作製した。反転型には、MICROCHEM社製の紫外線厚膜フォトレジストSU-8 2025を使用した。

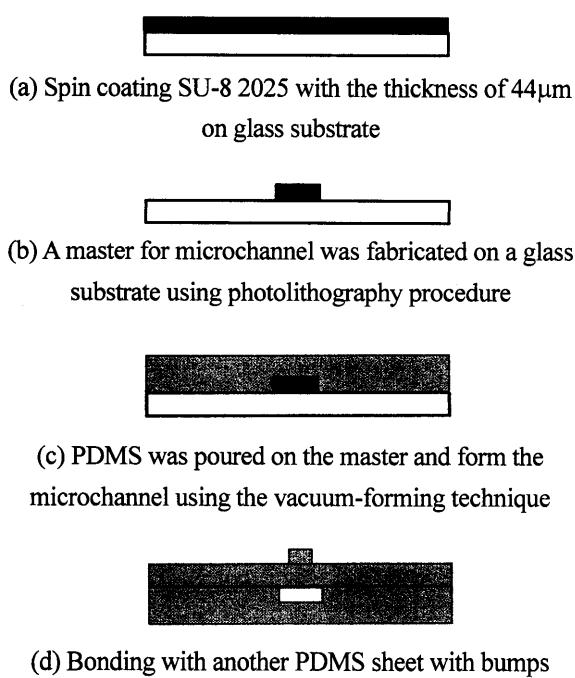


Fig. 5 Fabrication process.

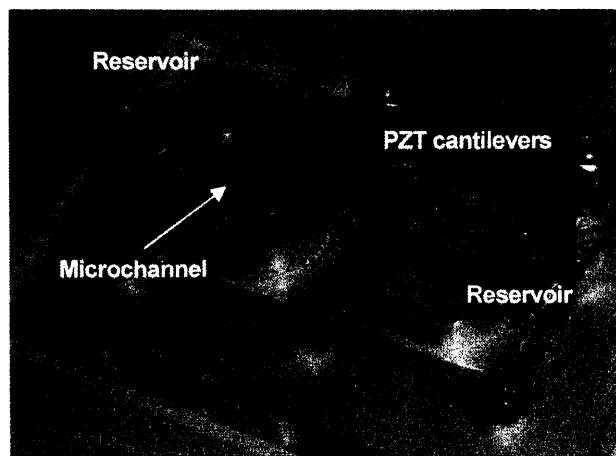


Fig. 6 Photograph of fabricated micropump.

製作プロセスをFig. 5に示す。まず、スライドガラス上にSU-8を膜厚44μmとなるようにスピンドルコートし、フォトリソグラフィ技術によって反転型を成型した。この成型にPDMSを流し込み、脱泡・加熱固化したのちに、成型から剥離すると、蓋・溝層が完成する。さらに両層をPDMSの平坦面に対する自己吸着性を利用して接合することにより、微小流路とした。作製した流路の断面寸法は、Fig. 3に示すように、幅200μm、高さ44μmであり、流路長さは後述の流れ計測システムの仕様を考慮して、60mmとした。

3.2 突起付微小流路とアクチュエータの組み合わせ

以上のようにして作製した微小流路の突起に合わせて、アクリルプレートで作製したジグに圧電アクチュエータを固定することによって、マイクロポンプを構成した。試作した進行波型マイクロポンプの写真をFig. 6に示す。ポンプ領域は、流路に沿ってPZTカンチレバーを配列した16mmのみであり、任意の2次元形状の流路上面にアクチュエータを配置することができる。また、提案するマイクロポンプは、PDMSなどの加工プロセスが簡単な材料が大部分であるため短時間で簡単にデバイスを作製することができるとともに、使用後は流路部のみを取り外し、残ったアクチュエータは再利用できるため、低価格ディスパーサブルデバイスとして適用できる特徴も有する。

4 圧電アクチュエータにより励起した進行波の測定

圧電アクチュエータの変位は、レーザードップラーボード振動計により計測した。進行波励起の確認は、流路上壁は透明な材料であるPDMSで構成されており、反射光の干渉により測定を行うレーザードップラーボード振動計では流路上壁の振動を捉えることができない。そこで、流路上壁と突起を通じて接しているPZTカンチレバーの変位を測定することで進行波励起の確認を行った。PZTカンチレバーの変位を測定する場合、位相制御により離散的な進行波が励起できるため、PZTカンチレバー1本に注目して振動特性を測定した。

印加する正弦波電圧の振幅を変化させたときのPZTカンチレバーの先端変位を測定した。印加正弦波電圧の周波数を1.0kHzとしたときの測定結果をFig. 7に示す。図より、印加電圧の振幅とPZTカンチレバーの先端変位振幅の間には比例関係があることがわかる。すなわち、PZTカンチレバーは、制御性がよく、印加電圧に対して高い応答性を有するため、精密な進行波を

簡単に励起できるといえる。

次に、印加電圧の周波数を変化させたときの PZT カンチレバーの先端変位を測定した。印加電圧の振幅を $10V_{pp}$ としたときの先端変位の周波数応答を Fig. 8 に示す。図中、破線は、PZT カンチレバーを PDMS 製の流路と接触させて組み合わせた場合の周波数応答であり、実線は PZT カンチレバー単体での周波数応答である。図より、流路と組み合わせた場合の 1 次共振点は約 2.6kHz となり、PZT カンチレバーのみでの 1 次共振点は約 2.3kHz であった。流路とアクチュエータを組み合わせることによって、1 次共振周波数が上昇し、ピークでの値は減少しているものの、周波数に対してプロードな振動特性となっている。すなわち、9 本すべての PZT カンチレバーを組み合わせた場合には、各 PZT カンチレバー間の振動特性のずれの影響が少なく、印加電圧は単純なオープンループ制御によって、精確な進行波の励起が期待できる。以上より、Fig. 4 に示すように流路に沿って配置した PZT カンチレバーに位相をずらした 3 種類の正弦電圧を印加した場合、微小流路壁面に進行波を励起できる。

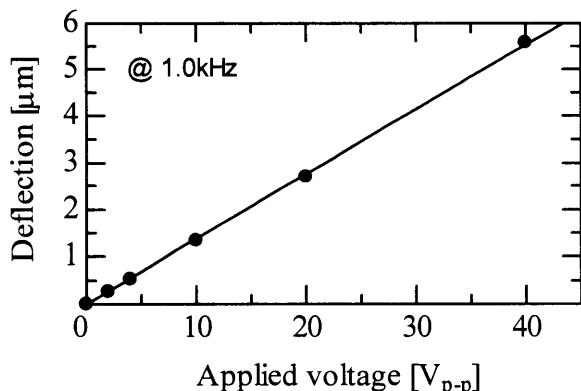


Fig. 7 Tip deflection of PZT bimorph cantilever as a function of applied voltage.

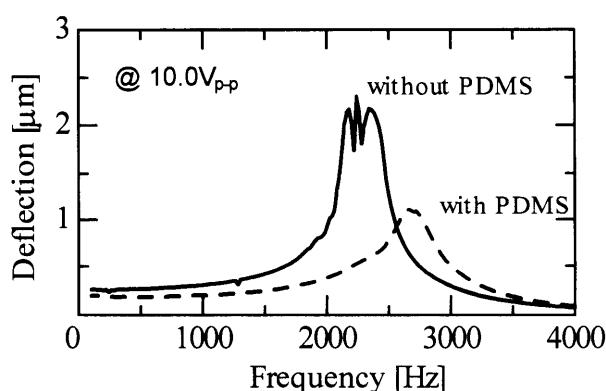


Fig. 8 Frequency response of PZT bimorph cantilever.

5 マイクロポンプによる流体輸送の計測

提案するマイクロポンプによって流体が搬送される微小流路内の流れ場の計測には、MicroPIV システムを利用した。PIV (Particle Image Velocimetry: 粒子画像流速測定法) は、流れ場に投入した微小トレーサ粒子の動きを解析することによって速度分布を測定する標準的な流体計測手法として普及しつつある。トレーサ粒子の挙動が局所の流体速度と同一であると仮定すれば、撮影されたトレーサ粒子の挙動から画像解析によって微小流路内の流速分布を求めることができる。MicroPIV は PIV の視野範囲を顕微鏡により微小化したものであり、マイクロ流れの速度場計測法として、近年研究・開発が進んでいる[10]。

5.1 MicroPIV を用いた流れ場の計測

トレーサ粒子として、Duke Scientific 社製の蛍光ポリスチレン粒子 (粒径 $1\mu\text{m}$, 密度 $1.05\text{g}/\text{cm}^3$) を加えた純水を流路に流し、進行波型マイクロポンプ下流 30mm 付近の速度場を MicroPIV システムを用いて計測した。

本研究で使用した MicroPIV システムは、正立顕微鏡、共焦点スキャナユニット (横河電機製 CSU22)、高速度デジタルビデオカメラからなる。共焦点スキャナユニットは、多数のレーザーで観察領域を同時に掃引するため高速な流れの計測が可能である。また、焦点深度が浅いため、従来の MicroPIV システムと比較して高さ方向の分解能が高く、極薄いシート面内のトレーサ粒子のみを検出することができる。共焦点画像はフレームレート 1000fps でカメラより取り込み、画像解析により観察領域内のトレーサ粒子の移動からシート面の 2 次元的な流速分布を求める。高さ方向 (z 方向) の分布については、顕微鏡の焦点を高さ方向に手動で掃引することによって求める。

5.1.1 流れに対するトレーサ粒子の追従性

PIV で流速を計測する際に、トレーサ粒子の流れに対する追従性を表す無次元数として、ストークス数がある。

$$S = \frac{\rho_p r^2 u}{\mu L} \quad (3)$$

ここで、 ρ_p は粒子の密度、 r は粒子の半径、 μ は粘性係数、 u は代表速度、 L は代表長さである。実験に用いたトレーサ粒子の値を代入すると、 $S = 10^{-6} \ll 1$ となり、粒子は流体の動きにほぼ追従するといえる。

5.1.2 計測結果

PZT カンチレバーに正弦波電圧 $10V_{pp}$ を印加したところ、印加電圧の位相を制御することによって、流体中のトレーサ粒子の輸送方向が変化する様子が確認できた。正弦波電圧 $10.0V_{pp}$ 、周波数 2.4kHz を印加したときの底面からの高さ $33\mu\text{m}$ のシート面の流速ベクトル図を Fig. 9 に示す。図より、流路側面でゼロ、中央付近で最大の流速分布が得られており、本 MicroPIV システムを用いた計測の妥当性を確認できた。

さらに、同じ電圧印加条件で、流路の高さ方向 (z 方向) について 3 つのシート面 ($z = 17\mu\text{m}, 22\mu\text{m}, 33\mu\text{m}$) の流速分布より求めたシート面内の平均流速を Fig. 10 に示す。高さ方向の測定点数が少なく、流量の算出は難しいが、流速分布は放物線速度分布とはならなかった。

5.2 有限体積法を用いたポンプ内部流れの解析

5.2.1 数値解析

本研究では、アクチュエータ直下の速度場は、使用した MicroPIV システムの装置仕様による測定点の制約のため測定できず、ポンプ下流 30mm の位置での速度場を計測した。一方、著者らは、有限体積法を用いて進行波型マイクロポンプのアクチュエータ直下の流れを解析し、実験によりその妥当性を確認している [11]。流路高さ $100\mu\text{m}$ の 2 次元モデルについて、振幅 $1.155\mu\text{m}$ の進行波を上壁に励起した場合のアクチュエータ直下の平均流速の高さ方向分布を Fig. 11 に示す。図より、進行波マイクロポンプ内部では、流路の高さ方向の中心より、進行波が励起されている可動壁側にずれた位置で、最大流速となる位置があることがわかる。

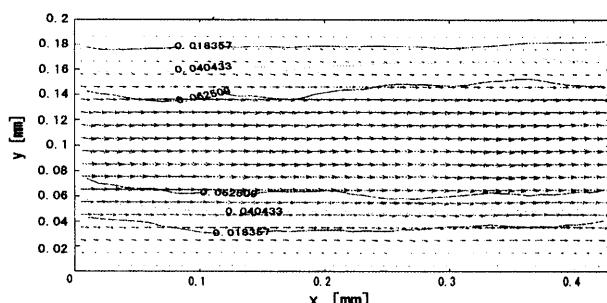


Fig. 9 Time-averaged velocity field at the heightwise position of $33\mu\text{m}$ from the bottom
(Velocity values in mm/s).

5.2.2 計測結果と数値解析結果の比較

流路サイズと励起される進行波の振幅が異なるため定量的な比較はできないが、平均流速の実験結果 Fig. 10 と計算結果 Fig. 11 を定性的に比較すると、今回の実験システムにおける測定点（ポンプ下流 30mm ）での流れは、進行波型マイクロポンプ内のアクチュエータ直下の流速分布から、定常速度分布である Hagen-Poiseuille 流れになるまでの遷移領域であると考えられる。

今後は、2 次元的な流速分布について妥当性が確認された本 MicroPIV システムを用いて、高さ方向に高分解能の 3 次元速度分布の測定を行うとともに、アクチュエータ直下から下流までの流れの遷移を計測し、進行波を流体輸送の原理とするマイクロポンプの流れを明らかにする。さらに、数値解析により進行波型マイクロポンプの最適設計を行う予定である。

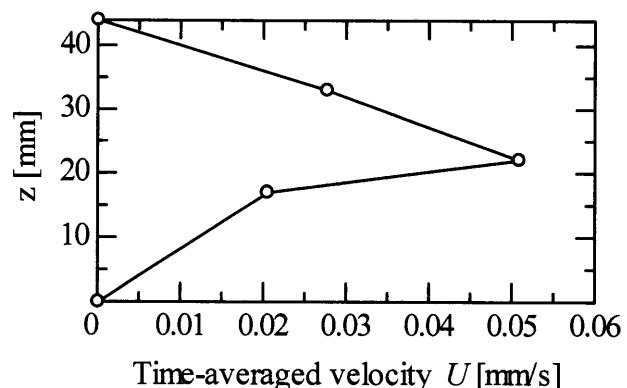


Fig. 10 Time-averaged velocity profile.

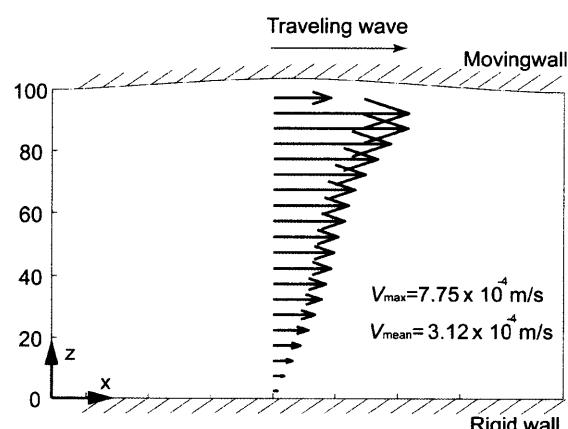


Fig. 11 Numerical result of time-averaged velocity profile.

6 結言

本研究では、圧電アクチュエータを用いた進行波型バルブレスマイクロポンプを提案・作製し、ポンプ下流の流れ場を MicroPIV を用いて計測、進行波による流体輸送を確認した。

- (1) 進行波による流体輸送を原理とする圧電駆動によって、バルブレスの単純な構造で簡単なデバイス製作プロセス、小型・低価格のディスポートサブルデバイスを実現した。
- (2) 圧電アクチュエータの変位は印加電圧に比例し、正弦波電圧の位相を制御して進行波の進行方向を選択することにより、双方向の流体輸送が可能であることを確認した。
- (3) ポンプ下流には、進行波型マイクロポンプ特有の流れから Hagen-Poiseuille 流れに至るまでの遷移領域があると考えられ、今後、アクチュエータ直下から下流への遷移を MicroPIV を用いて計測し、進行波型マイクロポンプの設計指針を得る必要がある。

謝 辞

本研究は、日本学術振興会科学技術研究費・基盤研究(A)(2)一般(No.15201033, No.14205037)による基礎研究の成果を元に、独立行政法人 科学技術振興機構(文部科学省所管)から指定を受けた京都市地域結集型共同研究事業(ナノメディシン拠点形成の基盤技術開発)の一部として実施された研究の成果である。また、MicroPIV システムの利用については、京都大学工学研究科大嶋正裕教授のご協力を頂いた。ここに深謝する。

(2005年2月12日受付)

参考文献

- [1] N. T. Nguyen, X. Huang and T. K. Chuan, MEMS Micropumps: A Review, *Journal of Fluids Engineering*, Vol.124, pp. 384-392, 2002.
- [2] H. T. G van Lintel, F. C. M. van De Pol and S. Bouwstra, A Piezoelectric Micropump Based on Micromachining of Silicon, *Sensors and Actuators*, Vol.15, pp.153-167, 1989.
- [3] R. Linnemann, P. Woias, C. D. Senft and J. A. Ditterich, A Self-Priming and Bubble-Tolerant Piezoelectric Silicon Micropump for Liquids and Gases, *Proceedings of the Eleventh International IEEE Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, pp.532-537, 1998.
- [4] J. G. Smits, Piezoelectric Micropump with Three Valves Working Peristaltically, *Sensors and Actuators A*, Vol.21, pp.203-206, 1990.
- [5] 近藤豊, 丁向, 横田眞一, バイモルフ形 PZT 素子アレイを用いた薄形せん動管路形マイクロポンプ, 日本機械学会論文集 C 編, Vol.68, No.666, pp.643-649, 2002.
- [6] R. M. Moroney, R. M. White and R. T. Howe, Ultrasonically Induced Microtransport, *Proceedings of the Fourth International IEEE Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, pp.277-282, 1991.
- [7] M. Kurosawa, T. Watanabe and T. Higuchi, Surface Acoustic Wave Atomizer with Pumping Effect, *Proceedings of the Eighth International IEEE Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, pp.25-30, 1995.
- [8] I. Kanno, S. Kawano, S. Yakushiji and H. Kotera, Characterization of Piezoelectric Micropump Driven by Traveling Waves, *Proceeding of Micro Total Analysis Systems 2003*, pp.997-1000, 2003.
- [9] F. C. P. Yin and Y. C. Fung, Comparison of Theory and Experiment in Peristaltic Transport, *Journal of Fluid Mechanics*, Vol.47, pp.93-112, 1971.
- [10] 西野耕一, マイクロ流れの速度場計測, 日本流体力学会誌 ながれ, Vol.20, pp.83-91, 2001.
- [11] T. Suzuki, S. Kawano, I. Kanno, S. Yakushiji and H. Kotera, High-Efficient Micropump with Geometry Optimization of Microchannel Using Computational Fluid Dynamics, *Proceeding of Micro Total Analysis Systems 2004*, Vol.1, pp.234-236, 2004.